



6-1-1994

Electrophysiologic Evaluation of Muscle Spasticity in stroke patients

Yu-Hui Cheng

Rai-Chi Chan

Ning Chiang

Tao-Chang Hsu

Follow this and additional works at: <https://rps.researchcommons.org/journal>



Part of the [Rehabilitation and Therapy Commons](#)

Recommended Citation

Cheng, Yu-Hui; Chan, Rai-Chi; Chiang, Ning; and Hsu, Tao-Chang (1994) "Electrophysiologic Evaluation of Muscle Spasticity in stroke patients," *Rehabilitation Practice and Science*: Vol. 22: Iss. 2, Article 15.

DOI: <https://doi.org/10.6315/3005-3846.1919>

Available at: <https://rps.researchcommons.org/journal/vol22/iss2/15>

This Original Article is brought to you for free and open access by Rehabilitation Practice and Science. It has been accepted for inclusion in Rehabilitation Practice and Science by an authorized editor of Rehabilitation Practice and Science. For more information, please contact twpmrscore@gmail.com.

中風病人肌肉痙攣狀態之肌電評量

鄭玉慧* 詹瑞棋** 江 寧* 徐道昌*

臨床上對於因各種原因引起的痙攣迄今尚無理想的分級以描述其程度，目前較常被應用的方法如Ashworth分級則屬於主觀及粗略的評量。本研究希望能針對臨床需要對於中風之後所產生的肌肉痙攣發展出較為客觀、定量並且精細的測試方法。初步研究收集20位中風之後有半邊肢體痙攣性偏癱的病人，其Brunnstrom stage皆在2-4之間，Ashworth分級亦為2至4級間。以兩側肢體之肱二頭肌及股四頭肌為測試部位，分別進行：1. 靜止狀態肌肉活動2. 主動維持抗地心引力收縮3. 最大肌肉收縮以及4. 肌腱反射測試。每個步驟都使用Viking IIe肌電圖儀以表面電極記錄該動作時肌肉所產生的電位變化包括尖端振幅值，平均整流後電位值，平均平方後根號肌電圖值以及轉折數等參數。健側及患側之肌電訊號值以配對t-試驗作統計分析。結果發現1. 即使在靜止狀態，患側仍然比健側有更多的肌電活動。2. 主動收縮時，健側肌肉均能發出較多之上述肌電波參數。3. 敲擊肌腱所誘發出的電位活動在患側明顯大於健側。各個步驟的各項參數值之差異除少數狀況的轉折數(turns)之外都有統計學上的明顯差異性($p < 0.05$)。由本研究的結果可以知道肌電評量的方法確實能定量顯示肌肉在痙攣狀態下的異常活動性，而且其操作簡單，對病人身體也不具破壞性，很值得再進一步研究及推展。

關鍵詞：痙攣(spasticity)，偏癱(hemiplegia)，肌電圖(EMG)

前 言

痙攣(spasticity)經常發生於中風後的患側肢體肌肉。中風的病患因為上運動神經元(upper motor neuron)的損傷而導致肌肉痙攣，並且使肌腱反射加強，進一步影響到肌肉的主動性運動而影響復健工作的進行，並防礙到日常活動。

臨床上對痙攣程度的評估較常用的是Ashworth scale，另外如Modified Ashworth Scale [1,2]是屬於主觀及定性粗略的評量，其他對痙攣的定量評估可用等速肌力計(Cybex II isokinetic dynamometer)測股四頭肌(quadriceps femoris)及膕旁腱肌(hamstrings)之痙攣程度(Pendulum test) [3,4,5,6]或用Kin-Com測同心性(concentric)及離心性(eccentric)轉矩值(torque)來評估痙攣程度。這些方法雖然也是定量，但較費事費時且需要較昂貴的儀器設備[7]。將肌電圖應用於痙攣程度的檢查也有學者報告過[8,9,10,11,12]，Moglia & Al-

fonsi利用表面肌電圖測50%最大肌肉收縮時的MPF(mean power frequency)，認為MPF的值和痙攣程度具有相關性。在有痙攣現象的病人其最大反射振幅對最大M反應振幅的比值較高，且因突觸前的抑制作用(presynaptic inhibition)使得H反射的振動抑制(vibratory inhibition)較少[13,14]。甚至有研究更進一步用integrated EMG來評估動態狀況下如移動時的痙攣情形[15]。由以上各種研究可看出使用肌電圖的方法來評估痙攣程度較簡單而且可以定量，是臨床上很值得採用的檢查方式。

本研究希望能針對臨床需要，對於中風後所產生的肌肉痙攣發展出較客觀、定量、精細且簡單的測試方法，將來並可用來評估臨床上對痙攣治療的效果。

材料與方法

本研究收集20位首次中風，有半身偏癱的病患，

投稿日期：83年6月30日 覆審日期：83年8月16日 接受日期：83年10月21日

台北榮民總醫院 復健醫學部*

國立陽明大學醫學院 醫學系復健醫學科*

抽印本索取地址：鄭玉慧，馬偕紀念醫院復健科，台北市中山北路二段92號

電話：(02) 543-3535轉2129

且有患側肌肉痙攣現象，其Brunnstrom stage皆在2至4之間，Ashworth分級亦為2至4級間，並且能夠維持坐姿平衡者。在室內恆溫下，使用Nicolet Viking IIc肌電圖儀以及Dantec 13K60表面記錄電極作測試，電腦記錄程式為MVA (maximal volitional activity)程式。

肌電記錄方式：

一、靜止狀態肌肉活動之測試：

1. 病人採平躺姿勢，全身肌肉盡量放鬆，在休息靜止狀態下進行測試，其中二側肱二頭肌(bicep brachialis)的測試，乃將主記錄電極置於肱二頭肌肌腹處，而參考電極置於距主記錄電極遠端2.5公分處；股四頭肌的測試，是將主記錄電極置於股四頭肌肌腹處，而參考電極也是置於距主記錄電極遠端2.5公分處。
2. 用Nicolet Viking IIc肌電圖儀測試兩側肢體之肱二頭肌及股四頭肌於靜止4秒內肌肉活動之電位變化，包括尖端振幅(peak to peak amplitude)，平均整流後電位值(mean rectified voltage, MRV)，平均平方後根號肌電圖值(root mean square, RMS EMG)以及轉折(turns)等參數。

二、抗重力狀態下肌肉活動之測試：

1. 電極放置位置同靜止狀態時。
2. 兩側肱二頭肌肌肉活動測試：
 - (1)病人採坐姿，請病人彎曲前臂，使維持於肘關節角度90度的位置。
 - (2)同樣用Nicolet Viking IIc肌電圖儀測試對抗重力時4秒內肌肉活動之電位變化。
3. 兩側股四頭肌肌肉活動之測試：
 - (1)病人採坐姿，請病人將腳伸出，並維持此抗重力姿勢。
 - (2)測試4秒內肌肉活動的電位變化。

三、最大收縮狀態下肌肉活動之測試：

1. 電極放置位置同靜止狀態時的測試。
2. 兩側肱二頭肌肌肉活動測試：
 - (1)病人採平躺姿勢，請病人前臂彎曲90度，用全力做最大收縮，測試者同時施予使病人前臂伸直的最大力量來抗衡之。
 - (2)測試4秒內肌肉活動的電位變化。
3. 兩側股四頭肌肌肉活動之測試：
 - (1)病人採坐姿，請病人將腳盡量伸直，測試者同時對受試者的股四頭肌施予向下的最

大力量，並要受試者盡全力抵抗此力量。

(2)測試4秒內肌肉活動的電位變化。

四、兩側肱二頭肌與股四頭肌肌腱反射的測試：

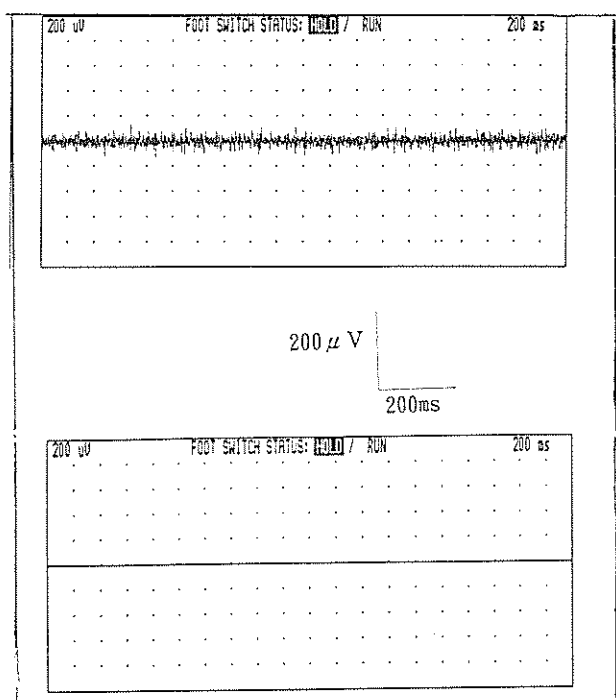
1. 電極放置位置同靜止狀態時的測試。
2. 肱二頭肌的肌腱反射：

病人採平臥姿勢，測試者敲其肱二頭肌肌腱處，使得到最大肌腱反射。
3. 股四頭肌的肌腱反射：

病人採坐姿、放鬆，測試者敲其股四頭肌肌腱處，使得到最大肌腱反射。

五、比較患側及健側在各動作時參數之差異。

其中主動維持抗地心引力收縮以及肌腱反射測試均做三次的記錄，再選擇最好的一次做分析。對於Brunnstrom stage II的病人，無法執行主動維持抗地心引力收縮及最大肌肉收縮的受試者，我們只作靜止狀態肌肉活動及肌腱反射測試。在靜止狀態測試時及在主動維持抗地心引力收縮時肌電圖儀上所顯示的肌電信號參見圖一。



圖一：以測試肱二頭肌為例，圖上方的波形為主動維持抗地心引力收縮時的肌電信號，圖下方則為靜止狀態下測試時的肌電信號。

結果

健側及患側之肌電訊號值以配對t-試驗作統計分析，結果如下：

一、靜止狀態時的各項數值(表一)

1. 兩側肱二頭肌於靜止狀態時的各項數值

其中只有尖端振幅值有統計學上的差異 ($p < 0.005$)，MRV及RMS雖然在患側明顯大於健側，但標準差太大，所以不具統計學上的意義。又在靜止狀態時，很明顯的在健側的轉折數為零。

2. 兩側股四頭肌於靜止狀態時的各項數值

MRV ($p < 0.025$)及RMS ($P < 0.01$)在健側與患側

有統計學上的差異，尖端振幅值在患側為 $22.1 \pm 8.6 \mu V$ ，在健側為 $22.1 \pm 11.5 \mu V$ ，不具統計學上的差異，與肱二頭肌所測得的結果一樣。

二、兩側肱二頭肌與股四頭肌抗重力狀態各項數值(表二)

1. 在肱二頭肌的肌電活動數值中只有轉折數不具統計學上的差異，其他如尖端振幅值，MRV及RMS均有統計學上的差異 ($p < 0.05$)。

2. 在股四頭肌的肌電變化數值中，不管是尖端振幅值，MRV及RMS或是轉折數都具統計學上的差異性 ($p < 0.01$)。

表一：兩側肱二頭肌與股四頭肌靜止狀態各項數值

	肱二頭肌		股四頭肌	
	健側	癱瘓側	健側	癱瘓側
P-P (μV)	21.9 ± 9.4	$60.3 \pm 74.6^*$	22.1 ± 11.5	22.1 ± 8.6
MRV (μV)	0.7 ± 0.8	3.1 ± 6.6	0.8 ± 0.9	$0.3 \pm 0.5^*$
RMS (μV)	2.1 ± 1.5	5.5 ± 8.8	2.7 ± 1.9	$1.4 \pm 1.2^*$
Turns (no/sec)	0	6.2 ± 17.2	0	0.8 ± 1.0

簡寫 p-p: peak to peak amplitude (尖端振幅值)
 MRV: mean rectified voltage (平均整流後電位值)
 RMS: root mean square (平均平方後根號肌電圖值)
 Turns: 轉折數

* $P < 0.05$ ，與健側相比較

表二：兩側肱二頭肌與股四頭肌抗重力狀態各項數值

	肱二頭肌		股四頭肌	
	健側	癱瘓側	健側	癱瘓側
P-P (μV)	424.8 ± 304.3	$265.6 \pm 157.1^*$	1286.9 ± 1224.7	$553.9 \pm 182.6^*$
MRV (μV)	26.3 ± 22.4	$16.2 \pm 12.5^*$	83.7 ± 72.7	$38.3 \pm 13.1^*$
RMS (μV)	39.9 ± 32.3	$24.9 \pm 16.1^*$	121.2 ± 106.5	$58.9 \pm 21.2^*$
Turns (no/sec)	54.8 ± 47.7	39.8 ± 40.5	127.5 ± 47.1	$92.2 \pm 25.6^*$

簡寫 p-p: peak to peak amplitude (尖端振幅值)
 MRV: mean rectified voltage (平均整流後電位值)
 RMS: root mean square (平均平方後根號肌電圖值)
 Turns: 轉折數

* $P < 0.05$ ，與健側相比較

三、兩側肱二頭肌與股四頭肌最大收縮狀態各項數值(表三)

肱二頭肌與股四頭肌健側與患側的各項肌電活動數值都具有統計學上的明顯差異(p<0.005)，其中健側與患側肱二頭肌轉折數的數值也有明顯差異(p<0.01)。

四、兩側肱二頭肌與股四頭肌肌腱反射各項數值(表四)最大肌腱反射數值除了轉折數外，尖端振幅值，MRV及RMS等肌電數值在患側都很明顯的大於健側，並且具統計學上的意義(p<0.05)。

由以上結果發現1. 即使在靜止狀態，患側仍然比健側有更多的肌電活動(表一)。2. 主動收縮及最大收縮時，健側肌肉均能發出較多之肌電信號(表二) (表

三)。3. 敲擊肌腱所誘發出的電位活動在患側明顯大於健側(表四)。各個步驟的各項參數值之差異除少數狀況的轉折數之外都有統計學上的明顯差異性(p<0.05)。由本研究的結果可以知道肌電評量的方法確實能定量顯示肌肉在痙攣狀態下的異常活動性。

討 論

影響肌電訊號表現之因素如痙攣、無力、姿勢、合作程度及肌肉協調，而中風患者的問題不僅是肌肉痙攣，也有運動控制能力不佳，平衡及協調能力不好的問題。因本研究於測試時需要病人在坐姿時測量股四頭肌的肌電信號，故病人必須能夠維持坐姿平衡。在進行靜止狀態肌肉活動的測試時，病人必須沒有震

表三：兩側肱二頭肌與股四頭肌最大收縮狀態各項數值

	肱二頭肌		股四頭肌	
	健側	癱瘓側	健側	癱瘓側
P-P (μV)	3186.1±1293.8	1197.2± 806.4	4836.0±1458.7	2440.1±1424.2
MRV (μV)	269.9± 124.9	103.9± 91.6	411.7± 139.8	181.7± 105.2
RMS (μV)	352.5± 155.0	141.3± 116.7	531.8± 165.1	241.8± 134.7
Turns (no/sec)	230.4± 55.1	177.4± 66.8	246.5± 25.2	186.3± 81.7

簡寫 p-p: peak to peak amplitude (尖端振幅值)
MRV: mean rectified voltage (平均整流後電位值)
RMS: root mean square (平均平方後根號肌電圖值)
Turns: 轉折數

* P<0.01，與健側相比較

表四：兩側肱二頭肌與股四頭肌肌腱反射各項數值

	肱二頭肌		股四頭肌	
	健側	癱瘓側	健側	癱瘓側
P-P (μV)	3624.8±1707.6	7172.7±3240.8*	3456.5±2364.8	8285.6±3864.2*
MRV (μV)	26.0± 11.7	48.4± 22.6*	14.2± 7.7	36.6± 19.3*
RMS (μV)	144.6± 67.7	278.2± 116.9*	117.0± 78.2	303.2± 140.7*
Turns (no/sec)	11.8± 16	11.9± 8.3	3.0± 1.5	3.7± 3.0

簡寫 p-p: peak to peak amplitude (尖端振幅值)
MRV: mean rectified voltage (平均整流後電位值)
RMS: root mean square (平均平方後根號肌電圖值)
Turns: 轉折數

* P<0.05，與健側相比較

顫(tremor)的現象。在合作程度方面，病人必須能夠跟隨測試者的口頭命令，做主動維持抗地心引力收縮及最大收縮。會使痙攣情形加重的因素如出現攣縮、焦慮、過熱、過冷、疼痛、感染或褥瘡，因此在評估痙攣程度之前，應先設法去除或減少這些因素。其他會干擾肌電訊號表現的因素如毛髮、皮膚等，這在進行測試時都要考慮到。又中風病人若有患側水腫時會影響表面肌電圖儀器的記錄，使得所測得之肌電信號中尖端振幅值，MRV_i及RMS均較小，轉折數也較少。而我們所選擇測試的病人中已排除掉有患肢水腫的病人，凡是有反射性交感神經失養症(reflex sympathetic dystrophy)，血栓性靜脈炎(thrombo-phlebitis)，或下肢水腫的病人都列入測試的對象。

靜止狀態測試時的各項數值中(表一)，很明顯可看出患側比健側有更多的肌電活動。因為在患側有抑制消除的現象，所以多少有一些不正常的肌電活動出現。在本研究測試時雖然已讓病人盡量放鬆，但仍然可以用表面肌電圖儀測出患側有較多的肌電訊號，可見用肌電圖儀來測試是一個很靈敏的方法，在臨床的實用性上這一點是用等速肌力測試(isokinetic)的方法所無法做到的。在靜止狀態時很明顯的在健側的轉折數均為零，所以由轉折數便可以看出健側與患側的差異。

兩側肱二頭肌與股四頭肌抗重力狀態各項數值(表二)的比較：在肱二頭肌的肌電活動數值中尖端振幅值，MRV及RMS均有統計學上的差異($p < 0.05$)，但轉折數不具統計學上的差異。而在股四頭肌的肌電變化數值中，不管是尖端振幅值，MRV及RMS或是轉折數都具統計學上的差異($p < 0.01$)。可能是因為病人將前臂彎曲時，肱二頭肌所需要的力量較小，即不需要太多的肌肉活動就可達到目的，如此痙攣就不易顯現出來，所以患側與健側的轉折數沒有統計學上的差異性。而在下肢股四頭肌方面可能因為抗地心引力需要花費較大的力量，所以只要有一點拉力就會很容易引發痙攣的現象。

測試最大收縮狀態下肌肉活動電位變化時，我們並沒有設計特別的方法及器材而是用測試者主觀的判定。因為中風病人患側的力量較差，實驗中我們盡量鼓勵病人用全力，而因為中風病人的力量不會超過正常人的力量，所以應該可以用測試者的抗衡拉力來定中風病人最大收縮狀態下的肌肉活動。

兩側肱二頭肌與股四頭肌最大肌腱反射各項數值中，除了轉折數外，在患側都很明顯大於健側，並且具統計學上的意義($p < 0.05$)。在患側因為有抑制消除現象而造成肌腱反射都很大，而在健側因為有中樞抑

制作用所以沒有如此大的反應。由本研究所觀察到的現象是，從表面肌電圖上所測得最大肌腱反射的肌電信號，和臨床上實際敲擊肌腱反射時肢體的動作變化程度相符合。

本研究乃測試靜止狀態、主動維持抗地心引力收縮、最大收縮以及肌腱反射測試。可綜合不同情形下的肌電活動來作客觀、靈敏及定量的評估。並可進一步考慮檢查動作中顏頰肌之肌電活動情形。

表面肌電圖的應用很廣。Christensen用表面肌電圖來定量股四頭肌的收縮，所用的參數是MPF及RMS振幅，RMS振幅的增加代表運動單元放電的同步化(synchronization) [16]。Johnson將肌電圖的原始資料轉換成用數據指數(numerical indices)如尖端振幅值，RMS及轉折數表示肌電活動。Merletti認為MRV對於肌肉疲乏的測試比用RMS來的靈敏[17]。Christensen的研究認為RMS和MRV有線性相關[18]。Milner認為尖端振幅值和RMS也有線性相關[19]。本研究則將所有可能會顯示出正常及異常肌電活動的各項參數均予以測試，結果發現不論尖端振幅值，MRV_i，RMS及轉折數等，對於痙攣的肌電定量評量均有明顯的差異。

用表面肌電圖儀來測肌電信號，與用針極肌電圖測試的比較：

1. 用表面肌電圖測試時，受測者不會有疼痛的感覺，所以接受性較高，因為沒有疼痛所以也不會使痙攣程度增加。
2. 若要獲得有關肌肉活動的時間及強度的整體訊息時，用表面肌電圖測試較合適。[20]
3. 用針極肌電圖來測試準確性更高，因為用表面肌電圖測試時，所測得的肌電訊號較遠，可能會損失一部分的訊號。

中風病人在恢復期中，其患側肢體會由鬆弛狀態進展到牽張反射(stretch reflex)增加的情形(即痙攣)，在臨床上可見到深部肌腱反射增加，陣攣(clonus)，摺刀式反應(clasp-knife response)，進而為屈肌和伸肌協同作用，最後恢復自主運動機能。本研究選擇Brunnstroms tage 2-4之間，Ashworth分級亦為2至4級間的中風病人為對象來進行測試，並觀察到用肌電活動來評估痙攣程度和臨床上Ashworth Scale的分級有相關的現象。今後我們將更進一步設計實驗，探討用表面肌電圖測試痙攣的方法和Ashworth分級的相關性如何。

臨床上降低肌肉痙攣的方法很多[21,22]，除了抗痙攣性藥物治療外，尚可用冷療、熱療、治療性運動、支架、酚劑肌肉神經阻斷術(phenol intramuscular

neurolysis), 甚至用神經切除術(neurectomy)、選擇性背神經根切除術(selective posterior rhizotomy) [23]、肌切開術(myotomy)及骨科矯正手術如肌肉及肌腱延長術、肌腱轉位等, 其中抗痙攣性藥物是治療中風所引起的肌肉痙攣最常用的方法。對於治療後痙攣程度的改善, 可用本研究所設計的方法作縱向追蹤測試, 以偵測藥物之療效。

上運動神經元的病變會引起節段反射活動(segmental reflex activity)的改變, 如肌腱反射增強、痙攣並導致神經原激活(activate motor neurons)的速度及選擇性能力喪失。自主性的運動也會因顏頰肌的同時收縮(co-contraction)或攣縮而受限制, 而利用肌電圖可以客觀地評估反射(reflex)及自主性的動作[8]。由本研究可以知道肌電評量的方法確實能定量顯示肌肉在痙攣狀態下的異常活動性, 而且其操作簡單, 是一種無傷害性的肌電記錄方法, 很值得再進一步研究及發展。

參考文獻

1. Bohannon RW, Smith MB: Interrater Reliability of a modified Ashworth Scale of Muscle spasticity. *Phys Ther*. 67:206-7, 1987.
2. Brar SP, Smith MB, Nelson LM: Evaluation of Treatment Protocols on Minimal to Moderate Spasticity in Multiple Sclerosis. *Arch Phys Med Rehabil* 72:186-9, 1991.
3. Ogawa N, Asanuma M, Hirata H: Development of a Simple Spasticity Quantification Method. *J of Inter Hed Res* 20:78-86, 1992.
4. Katrak PH, Cole AH, Poulos CJ: Objective Assessment of Spasticity, Strength and Function with Early Exhibition of Dantrolene Sodium after Cerebrovascular Accident. *Arch Phys Med Rehabil* 73:4-9, 1992.
5. Bohannon RW, Larkin PA: Cybex II Isokinetic Dynamometer for the Documentation of Spasticity. *Phys Ther* 65:46-7, 1985.
6. Bohannon RW: Variability and Reliability of the Pendulum test for Spasticity Using a Cybex II Isokinetic Dynamometer. *Phys Ther* 67:659-61, 1987.
7. Knutsson E: Assessment of Motor Function in Spasticity. *Triangle* 21:13-20, 1982.
8. Ashby P, Nailis A, Hunter J: The Evaluation of Spasticity. *Can J Neurol Sci* 14 (3 suppl): 497-500, 1987.
9. Moglia A, Alfonsi E, Zandrini C: Surface EMG Analysis of Rectus Femoris in Patients with Spastic Hemiparesis Undergoing Rehabilitation Treatment. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 31:123-7, 1991.
10. Eisen A: Electromyography in Disorders of Muscle Tone. *Can J Neurol Sci* 14:501-505, 1987.
11. Thilmann AF, Fellows SJ, Garms E: The Mechanism of Spastic Muscle Hypertonus. *Brain* 114:233-44, 1991.
12. Sally S. Fitts: Quantification of Gaps in the EMG Interference Pattern in Chronic Hemiparesis. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 7-3:225-232, 1989.
13. Little JW, Halae EN: H Reflex Changes Following Spinal Cord Injury. *Arch Phys Med Rehabil* 66:19-22, 1985.
14. Matthews WB: Ratio of Maximum H Reflex to Maximum M Response as a Measure of Spasticity. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 29:201-204, 1966.
15. Fung J, Barbeau H: A Dynamic EMG Profile Index to Quantify Muscular Activation Disorder in Spastic Paretic Gait. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 73:233-44, 1989.
16. Christensen H: Quantitative Surface EMG during Sustained and Intermittent Submaximal Contraction. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 70:239-47, 1988.
17. Herletti R: Hyoelectric Manifestations of Fatigue in Voluntary and Electrically Elicited Contraction. *J Appl Physiol* 69:1810-20, 1990.
18. Christensen H: Processing of Electrical Activity in Human Muscle during a Gradual Increase in Force. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 58:230-9, 1984.
19. Milner-Brown HS: The Relation between the Surface EMG and Muscular Force. *J Physiol* 246:549-69, 1975.
20. De Luca, Merletti R: Surface Hyoelectric Signal Cross-Talk Among Muscle of the Leg. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 69:568-75, 1988.
21. Doraisamy P: The Management of Spasticity- A

- Review of Options Available in Rehabilitation.
[Review] *Ann Acad Med* 21:807-12, 1992.
22. Alonso RJ, Mancall EL: The Clinical Management of Spasticity [Review] *Seminars in Neurology*. 11:215-9, 1991.
23. Janet MB: Selective Dorsal Rhizotomy: Neurosurgical Treatment of Cerebral Palsy. *J Ped Nurs* 5:105-14, 1990.

Electrophysiologic Evaluation of Muscle Spasticity in Stroke Patients

Yu-Hui Cheng*, Rai-Chi Chan[#], Ning Chiang*,
Tao-Chang Hsu*

Clinically, there is still no ideal measurement to grade the spasticity caused by varying causes. The method mostly used such as Ashworth scale is for subjective and gross evaluation. The purpose of this study is to develop a more objective and quantitative test for muscle spasticity in stroke patients.

The study recruits 20 cases of stroke patients with spastic hemiplegia whose Brunnstrom stage is graded at 2 to 4, the Ashworth grading is also at 2 to 4. The muscles tested are bilateral biceps brachialis and quadriceps femoris muscles. The following items are proceeded: 1. Muscle activity while in rest. 2. Activity maintained during antigravity contraction. 3. Deep tendon reflex. The surface electrode is applied to record myoelectric activity which include peak to peak amplitude, rectified voltage,

root mean square EMG and turns. A pair-t test is used to analyze the myoelectric signals of normal and lesion side. The following are the results: 1. There are more myoelectric activities in the lesion side during resting state. 2. There are more myoelectric signals in normal side muscle during active contraction. 3. The myoelectric activity induced by tendon reflex is significantly larger over lesion side. The differences among varying parameters of each procedure are statistically significant ($p < 0.05$). These findings suggest that the electrophysiologic evaluation can quantify the abnormal activity of spastic muscle. The method is simple and noninvasive, therefore, it worths being further studied and developed.

* Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Taipei Veterans General Hospital

Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Medicine College, National Yang-Ming University